

D vice and method for measuring th composition of th body

Patent Number: ☐ US6208890
Publication date: 2001-03-27
Inventor(s): DUBORPER ALAIN (FR); SARRAZIN MICHEL (FR)
Applicant(s): SEB SA (US)
Requested Patent: ☐ EP0940120
Application Number: US19990260154 19990301
Priority Number(s): FR19980002550 19980303
IPC Classification: A61B5/05
EC Classification: A61B5/05, G01G19/44
Equivalents: BR9900851, ☐ FR2775581

Abstract

A device for measuring the composition of the body of a person includes a first electronic module which measures a bioelectrical impedance and including at least one current source which delivers a variable electrical signal that passes through the body of the person when the person is connected to the measuring device. The electrical signal is a squarewave the duration of which is variable to determine the global impedance, the intracellular impedance and the extracellular impedance of the body of the person directly

Data supplied from the esp@cenet database - I2

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(19)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11)

EP 0 940 120 A1

(12)

DEMANDE DE BREVET EUROPEEN

(43) Date de publication:
08.09.1999 Bulletin 1999/36

(51) Int Cl.⁶: A61B 5/05, G01G 19/44

(21) Numéro de dépôt: 99400462.0

(22) Date de dépôt: 25.02.1999

(84) Etats contractants désignés:
AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE
Etats d'extension désignés:
AL LT LV MK RO SI

(72) Inventeurs:
• Sarrazin, Michel
74150 Massingy (FR)
• Duborper, Alain
74150 Sales (FR)

(30) Priorité: 03.03.1998 FR 9802550

(74) Mandataire: Keib, Gérard et al
Novamark Technologies,
122, rue Edouard Vaillant
92593 Levallois Perret Cedex (FR)

(71) Demandeur: SEB S.A.
69130 Ecully (FR)

(54) Appareil et procédé de mesure de la composition corporelle

(57) Un appareil (2) de mesure de la composition corporelle du corps d'un individu comporte un premier module électronique (6) destiné à mesurer une impédance bioélectrique et comprenant au moins une source de courant (10) destinée à délivrer, lorsque l'individu est relié à l'appareil de mesure (2), un signal électrique va-

riable (11).

Ledit signal électrique (11) présente une forme d'onde dont la durée est réglable de manière à déterminer directement l'impédance corporelle globale, l'impédance intracellulaire et l'impédance extra-cellulaire du corps de l'individu.

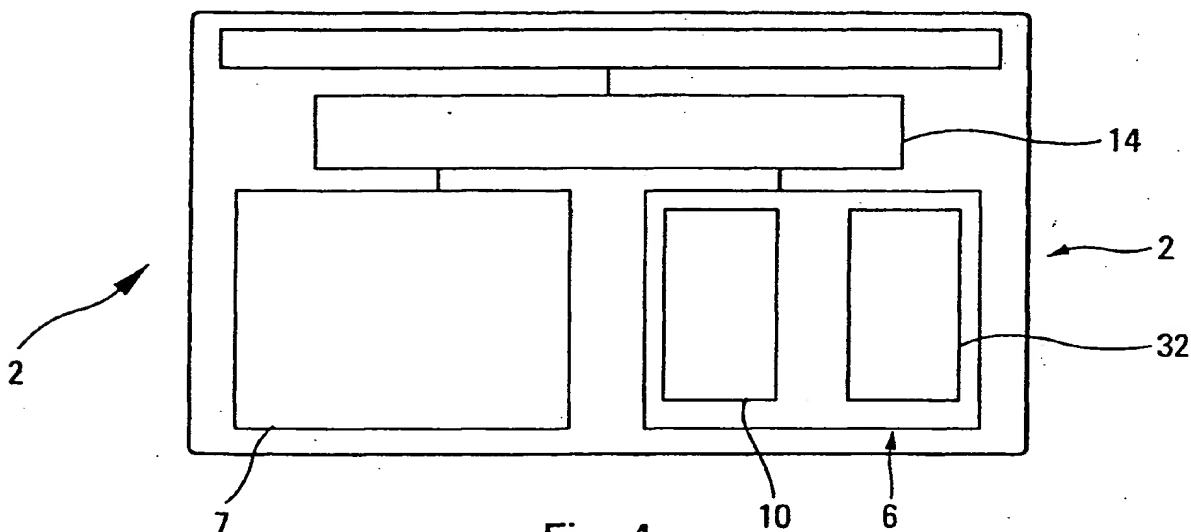


Fig. 4

Device mass of fat / lean using electric currents.

Description

[0001] La présente invention concerne un appareil et un procédé de mesure de la composition corporelle d'un individu, ledit appareil comportant un premier module électronique destiné à mesurer l'impédance bioélectrique du corps et comprenant une source de courant destinée à délivrer un signal électrique variable qui traverse le corps de l'individu lorsque ce dernier est relié à l'appareil de mesure.

[0002] La mesure de la composition corporelle est utilisée pour apprécier le besoin nutritionnel d'un individu et est basée, de façon connue en soi, sur la mesure de l'impédance bioélectrique du corps de cet individu. Elle fournit des informations sur le rapport entre la masse maigre et la masse grasse ainsi que sur la quantité d'eau contenues dans le corps.

[0003] Les méthodes et les appareils de mesure de l'impédance bioélectrique connus sont basés sur un principe consistant à appliquer un courant alternatif faible (50 à 1500 μ A) au corps de l'individu au moyen de deux ou de quatre électrodes comme cela est schématisé à la figure 1. La différence de potentiel qui apparaît entre celles-ci permet de calculer l'impédance corporelle globale Z du corps, ce dernier étant assimilé à une suspension de cellules dans une solution électrolytique. La détermination de l'impédance corporelle globale Z est effectuée à partir d'un modèle électrique du corps, tel que le modèle de Fricke illustré à la figure 2, en tenant compte de la fréquence f_c du courant utilisé, de la résistance opposée au passage du courant électrique par l'eau et par les électrolytes intra et extra cellulaires. Les résistances desdits électrolytes sont représentées respectivement par R_i et par R_e sur le modèle de Fricke. Le calcul de l'impédance bioélectrique tient compte également de la réactance X_{fc} de la membrane du corps qui a pour effet de provoquer un déphasage Θ entre le courant appliqué et la tension mesurée. En référence à la figure 2, R_1 , R_2 , C_1 , C_2 représentent respectivement les résistances et les capacités de contact des électrodes. Les équations qui lient ces facteurs sont les suivantes :

$$Z^2 = R^2 + X_{fc}^2$$

$$X_{fc} = |Z| \times \sin \Theta$$

$$R = |Z| \times \cos \Theta$$

[0004] Le lieu d'impédance de ces équations est un demi-cercle centré sur l'axe des abscisses comme cela est illustré par la figure 3.

[0005] Un inconvénient des appareils basés sur cette méthode provient du fait que pour déterminer les valeurs de l'impédance du corps à partir du diagramme de la figure 3, il est nécessaire d'utiliser plusieurs fréquences

d'excitation. En outre, il s'est avéré qu'une fréquence trop basse ne permet pas d'explorer correctement le secteur intracellulaire car la capacité membranaire présente une réactance trop élevée à cette fréquence. Par ailleurs, ces appareils nécessitent la mesure du déphasage Θ qui est indispensable pour, en plus de la mesure de l'impédance Z, estimer la partie résistive R qui donne la meilleure précision pour le calcul de la masse maigre et de l'eau totale.

[0006] On connaît des appareils utilisant quatre électrodes et une fréquence unique de 50 KHz pour laquelle le déphasage est maximal. Ces appareils ne permettent pas de mesurer spécifiquement l'impédance intra-cellulaire R_i et l'impédance extra-cellulaire R_e du corps. Ils fournissent seulement une mesure globale de l'impédance du corps.

[0007] Le but de la présente invention est de pallier les inconvénients décrits ci-dessus.

[0008] Selon l'invention, le signal électrique délivré par la source de courant présente une forme d'onde carrée dont la durée est réglable de manière à déterminer directement l'impédance corporelle globale, l'impédance intracellulaire et l'impédance extra-cellulaire du corps.

[0009] Le réglage de la durée du signal carré permet de mesurer la résistance équivalente du modèle de Fricke, sans recourir à plusieurs fréquences. En outre, l'effet capacitif des membranes cellulaires peut être déterminé directement à partir de la mesure desdites impédances intra-cellulaire et extra-cellulaire.

[0010] Avantagusement, afin d'adapter la mesure à des individus physiologiquement différents, la fréquence du signal électrique est choisie entre 2 KHz et 400 KHz.

[0011] D'autres caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront de la description qui va suivre, prise à titre d'exemple non limitatif, en référence aux figures annexées dans lesquelles :

- la figure 1 représente un schéma de principe connu de mesure de l'impédance bioélectrique basé sur l'utilisation de deux électrodes;
- la figure 2 représente schématiquement un dispositif de mesure à quatre électrodes selon l'art antérieur;
- la figure 3 représente un diagramme d'impédance utilisé dans les méthodes de l'art antérieur pour calculer l'impédance bioélectrique du corps humain;
- la figure 4 représente un schéma bloc d'un appareil de mesure de la quantité de matière grasse dans un corps selon l'invention;
- la figure 5 représente schématiquement une vue de dessus de l'appareil de la figure 4;
- la figure 6 représente un schéma illustrant le modèle bioélectrique du corps humain;
- la figure 7 représente un schéma illustrant la forme d'onde d'un courant électrique délivré par une source équipant un appareil selon l'invention;

- la figure 8 illustre schématiquement une variante du courant utilisé dans un appareil selon l'invention.

[0012] La figure 4 représente schématiquement un appareil 2 de mesure de la composition corporelle d'un individu, qui peut être un être humain ou un animal, ledit appareil comportant un premier module électronique 6 destiné à mesurer l'impédance bioélectrique du corps et comprenant une source de courant 10 destinée à délivrer un signal électrique variable 11 qui traverse le corps de l'individu lorsque ce dernier est relié à l'appareil 2.

[0013] Ledit appareil 2 comporte également un deuxième module électronique 7 destiné à mesurer le poids de l'individu. Le premier module 6 et le deuxième module 7 sont reliés à une unité de calcul 14 qui peut être un microprocesseur ou un microcontrôleur adapté au traitement à effectuer. Ladite unité de calcul 14 reçoit les valeurs respectives du poids et de l'impédance bioélectrique mesurés et calcule la quantité de masse grasse et de masse maigre contenues dans le corps de l'individu, en fonction de ces valeurs et à partir de formules connues en soi dont un développement complet est décrit dans le brevet français n° 2 698 779. Par ailleurs, l'unité de calcul 14 est reliée à un moyen d'affichage 15 qui permet de visualiser simultanément ou séquentiellement lesdites valeurs mesurées et lesdites valeurs calculées afin de suivre en temps réel l'évolution des grandeurs mesurées.

[0014] Comme on peut le voir sur la figure 5, l'appareil 2 comporte deux électrodes d'excitation 20, 22 destinées à appliquer le signal électrique 11 entre un premier point et un deuxième point situés sur le corps de l'individu, et deux électrodes de mesure 24 et 26 aux bornes desquelles est mesurée une tension électrique 30. Les électrodes 24 et 26 sont reliées à une unité de mesure 32 intégrée au deuxième module électronique 7.

[0015] Dans un mode préféré de réalisation de l'invention le signal électrique 11 délivré par la source de courant 10 présente une forme d'onde carrée dont la durée peut être réglée par l'unité de traitement 14, en fonction des mesures et des traitements à effectuer.

[0016] Ainsi comme on peut le voir à la figure 8, le signal électrique 11 peut être annulé pendant une durée prédéterminée d de manière à annuler parfaitement l'effet capacitif des membranes cellulaires. Ledit signal électrique 11 peut également être maintenu à une valeur constante pendant une durée préalablement déterminée par l'utilisateur. Ladite durée peut être fixée par programmation de l'unité de calcul 14 ou par un moyen de réglage extérieur que l'utilisateur peut manipuler pendant la mesure.

[0017] Comme on peut le voir à la figure 7, la partie capacitive du dipôle représentant le corps se charge avec une constante de temps $R_1 \cdot C$, tandis que la partie résistive suit parfaitement la rampe du signal 11. La droite de charge V_c du condensateur C coupe périodiquement le palier de la partie résistive. En effectuant la me-

sure à cet instant précis, il est possible de calculer la résistance R équivalente aux résistances R_E et R_1 en parallèle.

[0018] Cette résistance R_E est déterminée par la relation $R_E = \frac{V_E - V_c}{I}$, les tensions V_E et V_c étant mesurées à un instant correspondant à la saturation du condensateur C. La résistance R_1 est déduite de la relation $R = \frac{R_E \times R_1}{R_E + R_1}$, et la capacité C est calculée à partir de la relation $\Delta V = \frac{I}{C} \times \Delta t$ dans laquelle ΔV représente une variation de la tension V_c pendant un intervalle Δt .

[0019] Le procédé de mesure consiste donc à appliquer le signal carré 11 entre les électrodes d'excitation 20 et 22, et à mesurer la tension 30 entre les électrodes de mesure 24 et 26 à des instants pendant lesquels l'effet capacitif du tissu du corps de l'individu est minimal voire nul. A cet effet, l'unité de mesure 32 est programmée de manière à saisir les valeurs mesurées de la tension 30 à chaque passage par zéro de la tension V_c . Cette mesure est effectuée par rapport à une tension de référence stable obtenue aux bornes d'une résistance de précision R_r .

[0020] Le principe de cette mesure est illustré par la figure 6, sur laquelle sont représentés les différents points de connexion des électrodes 20, 22, 24 et 26. Comme on peut le voir sur cette figure, une tension V_d est mesurée à la borne 26, une tension V_c est mesurée à la borne 24 et une tension V_E est mesurée à la borne 22. Les valeurs mesurées ainsi que le poids de l'individu sont ensuite transmis à l'unité de calcul 14 qui détermine, en temps réel, la quantité de matière grasse, et la quantité de matière maigre ainsi que la quantité d'au contenues dans le corps de l'individu.

[0021] Selon un deuxième mode de réalisation de l'invention, on annule le signal de courant 11 au milieu de chaque alternance, comme cela est illustré à la figure 8, de manière à annuler parfaitement la tension V_c . Ceci permet d'améliorer la stabilité de la tension mesurée 30.

[0022] Le premier module 6 peut être intégré dans un pèse-personne classique. Il peut également être utilisé pour suivre l'évolution d'un traitement destiné à apprécier le besoin nutritionnel d'un individu. L'appareil selon l'invention peut également servir d'indicateur de l'évolution de la composition corporelle locale d'un individu au cours d'une séance de traitement de la cellulite ou au cours de séances de massage.

Revendications

1. Appareil (2) de mesure de la composition corporelle d'un individu comportant un premier module électronique (6) destiné à mesurer une impédance bioélectrique et comprenant au moins une source de courant (10) destinée à délivrer un signal électrique variable (11) qui traverse le corps de l'individu lorsque ce dernier est relié à l'appareil de mesure (2), caractérisé en ce que ledit signal électrique (11) présente une forme d'onde carrée dont la durée est

réglable de manière à déterminer directement l'impédance corporelle globale, l'impédance intracellulaire et l'impédance extra-cellulaire du corps de l'individu.

2. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comporte en outre un deuxième module électronique (7) destiné à mesurer le poids de l'individu. 5
3. Appareil selon la revendication 2, caractérisé en ce que le premier module (6) et le deuxième module (7) sont reliés à une unité de calcul (14) apte à calculer, en fonction du poids et de l'impédance bioélectrique mesurés, la masse grasse, la masse maigre et la quantité d'eau contenues dans le corps de l'individu. 10 15
4. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce que la fréquence dudit signal électrique (11) est choisie entre 2 KHz et 400 KHz. 20
5. Appareil selon la revendication 3, caractérisé en ce que l'unité de calcul (14) est un microprocesseur adapté au traitement à effectuer. 25
6. Appareil selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce qu'il comporte un moyen d'affichage (15) des valeurs mesurées et des valeurs calculées. 30
7. Appareil selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisé en ce qu'il comporte au moins deux électrodes d'excitation (20 ; 22) destinées à appliquer le signal électrique (11) entre un premier point et un deuxième point sur le corps de l'individu et au moins deux électrodes de mesure (24 ; 26) aux bornes desquelles est mesurée une tension électrique (30). 35
8. Pèse-personne comportant un premier module électronique (6) destiné à mesurer une impédance bioélectrique et comprenant au moins une source de courant (10) destinée à délivrer un signal électrique variable (11) qui traverse le corps d'un individu, caractérisé en ce que ledit signal électrique (11) présente une forme d'onde carrée dont la durée est réglable de manière à déterminer directement l'impédance intra-cellulaire et l'impédance extra-cellulaire du corps de l'individu. 40 45 50
9. Procédé de mesure de l'impédance bioélectrique du corps d'un individu, caractérisé en ce que l'on applique le signal carré (11) entre deux électrodes d'excitation (20) et (22) reliées à l'individu et l'on mesure une tension (30) entre deux électrodes de mesure (24) et (26), reliées également à l'individu, la mesure de ladite tension (30) étant effectuée à des instants pendant lesquels l'effet capacitif du tissu du 55

corps de l'individu est nul.

10. Procédé selon la revendication 7, caractérisé en ce que la durée du signal électrique peut être réglée par l'unité de calcul (14), en fonction des mesures et des traitements à effectuer.

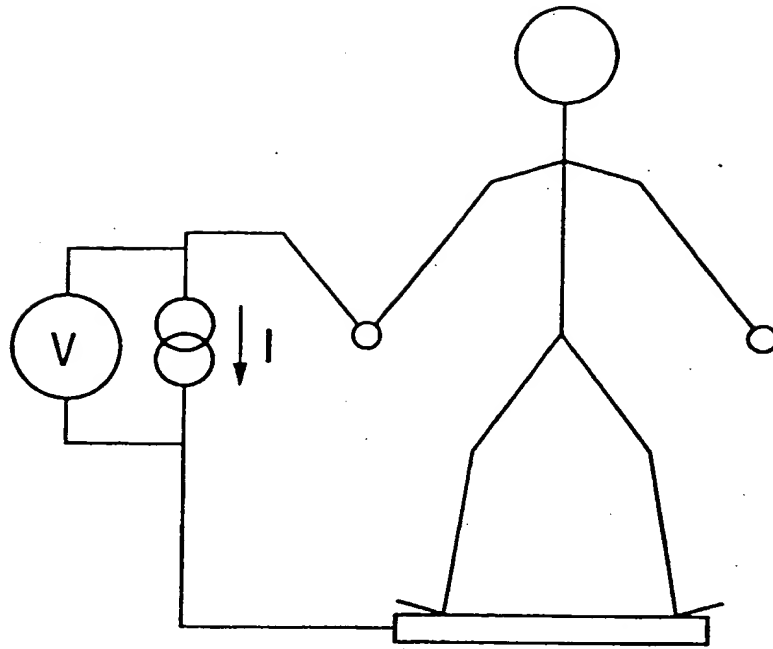


Fig. 1

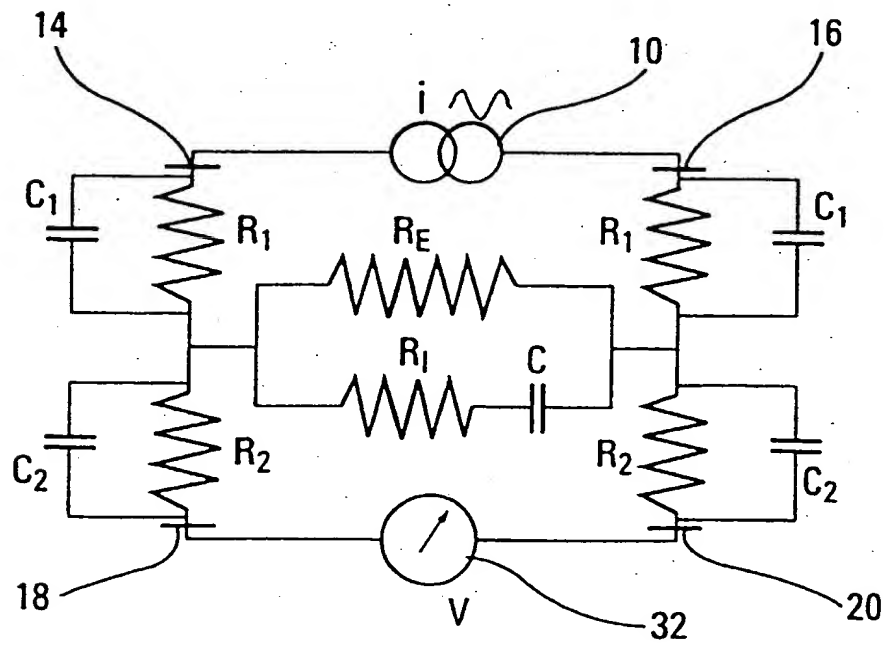
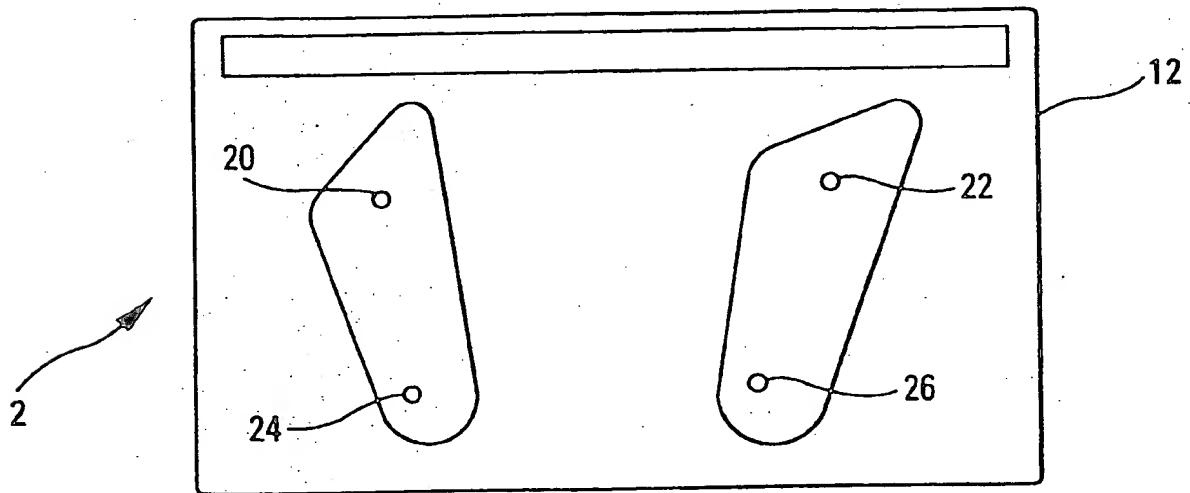
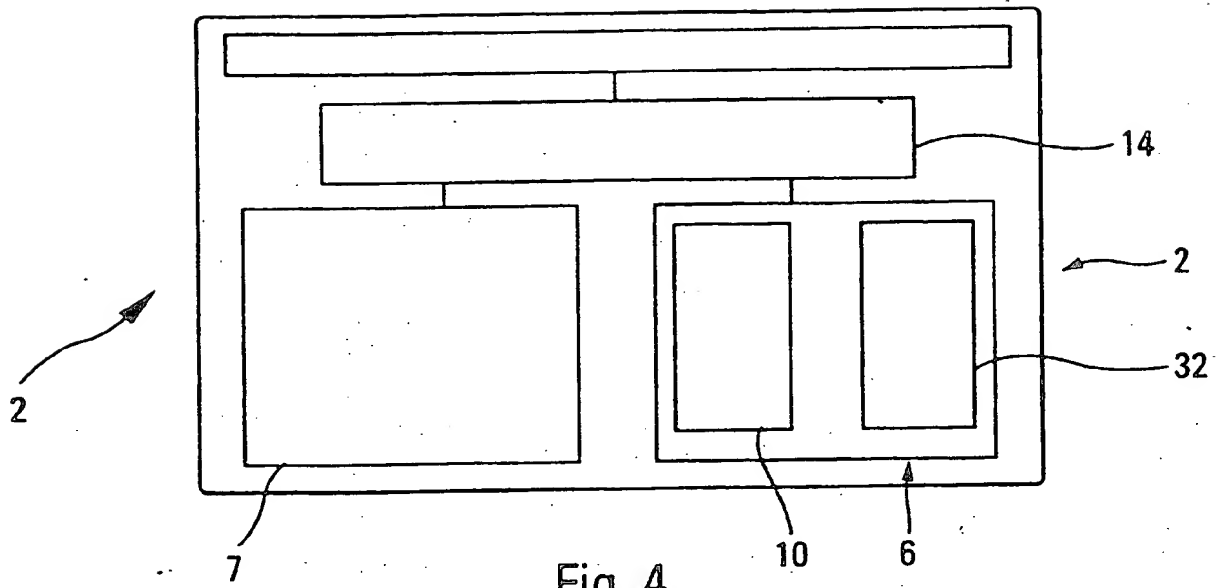


Fig. 2



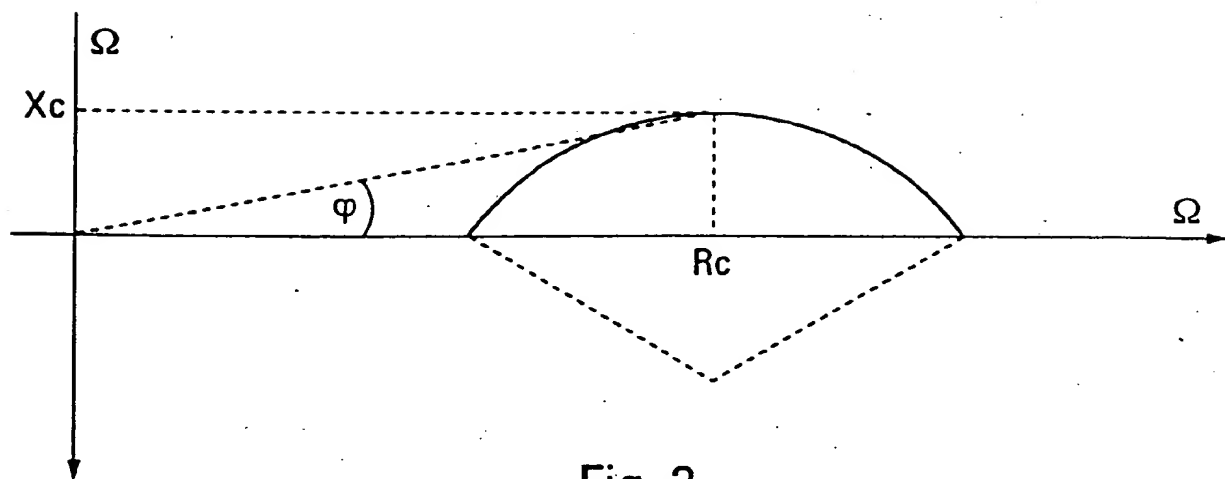


Fig. 3

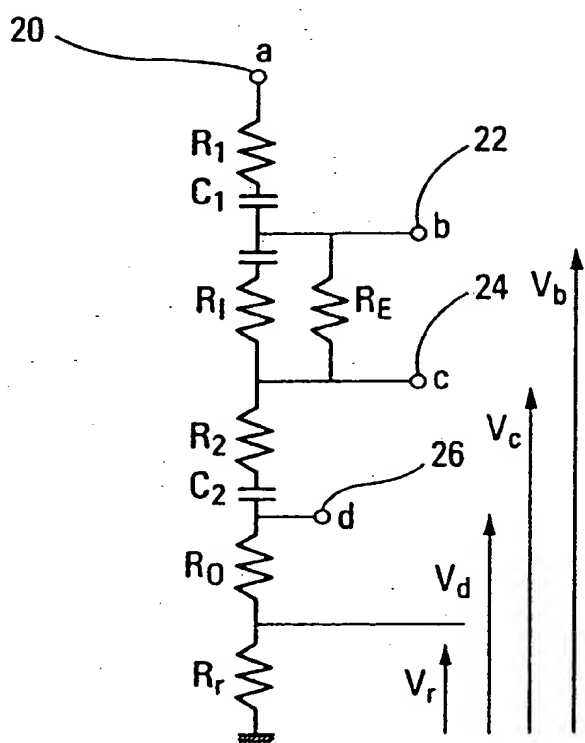


Fig. 6

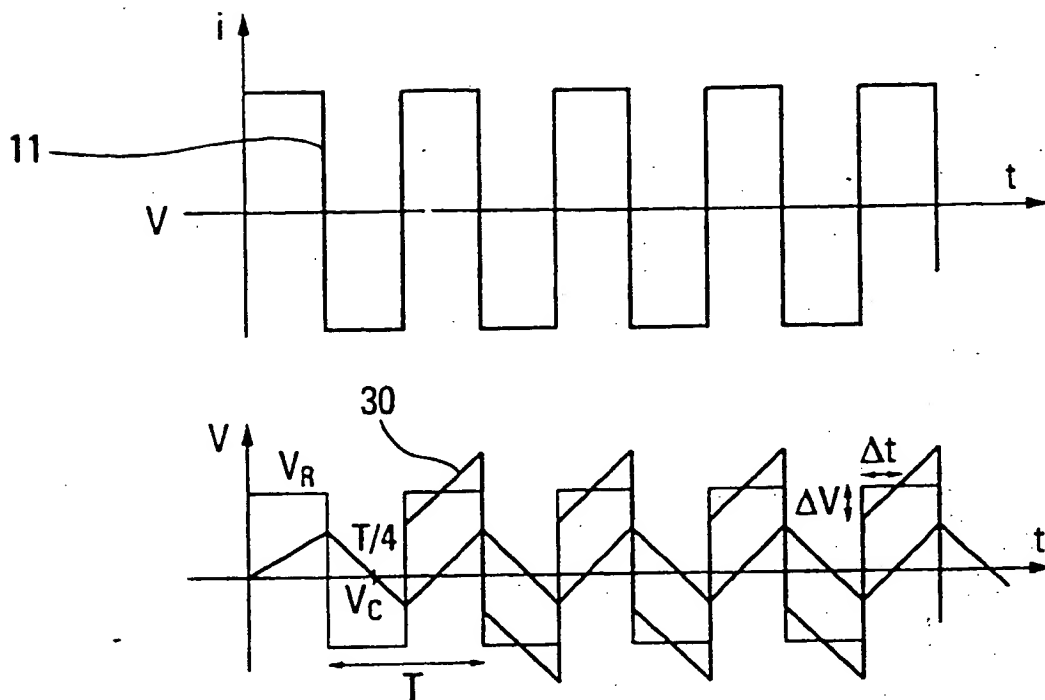


Fig. 7

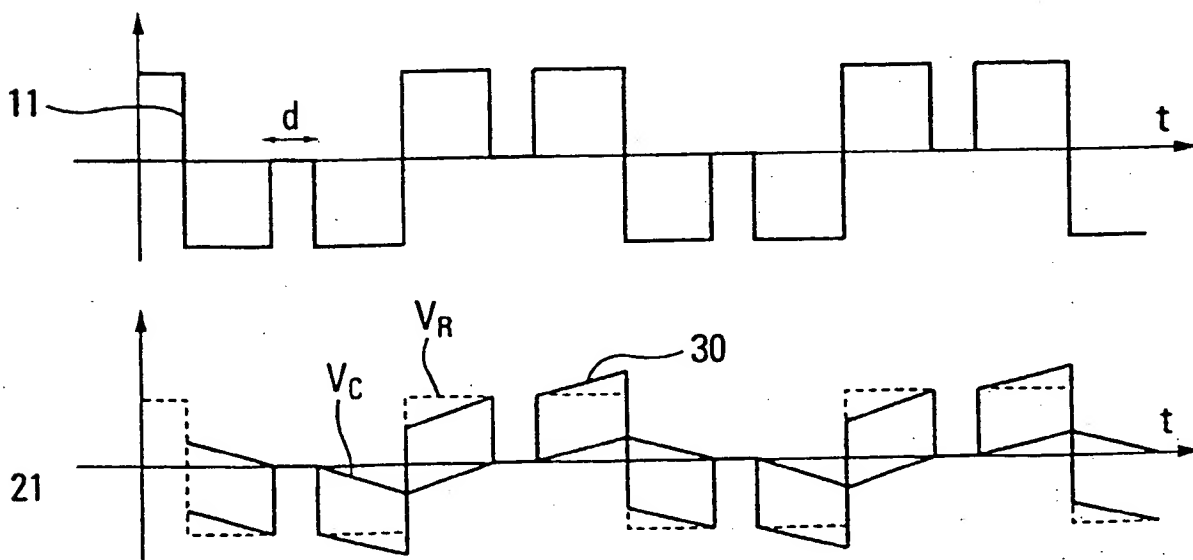


Fig. 8



Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numéro de la demande
EP 99 40 0462

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int.Cl.6)
A	DE 90 05 415 U (J. TOMCZAK) 6 décembre 1990 * page 1, ligne 6 - ligne 20 * * page 4, ligne 1 - ligne 22 * * page 4, ligne 42 - page 5, ligne 12; revendications 1,2 *	1-9	A61B5/05 G01G19/44
A	WO 96 08198 A (KI CHUL CHA) 21 mars 1996 * page 11, ligne 10 - page 12, ligne 15 * * page 16, ligne 1 - page 18, ligne 23 *	1-9	
D,A	FR 2 698 779 A (EUGEDIA) 10 juin 1994 * page 4, ligne 12 - page 6, ligne 19 * * page 9, ligne 8 - ligne 12 *	1-5,7-9	
A	WO 83 03746 A (KAROLINSKA INSTITUTET) 10 novembre 1983 * page 1, ligne 1 - page 2, ligne 18 * * page 3, ligne 7 - page 4, ligne 11 *	1,3-7	
A	WO 97 00642 A (BRITISH TECHNOLOGY GROUP) 9 janvier 1997 * page 5, ligne 9 - page 7, ligne 11 * * page 9, ligne 28 - page 11, ligne 11 *	1,5-8	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.6) A61B G01G
Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche LA HAYE		Date d'achèvement de la recherche 9 juin 1999	Examineur Rieb, K.D.
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant</p>			

EPO FORM 1503 03 92 (PdC02)

ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET EUROPEEN NO.

EP 99 40 0462

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche européenne visé ci-dessus.
Lesdits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du *
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets.

09-06-1999

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
DE 9005415 U	06-12-1990	AUCUN	
WO 9608198 A	21-03-1996	KR 123408 B	11-11-1997
FR 2698779 A	10-06-1994	AUCUN	
WO 8303746 A	10-11-1983	SE 455043 B	20-06-1988
		EP 0106867 A	02-05-1984
		SE 8202533 A	23-10-1983
		US 4793362 A	27-12-1988
WO 9700642 A	09-01-1997	EP 0833585 A	08-04-1998

EPO FORM P0460

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82